

## АНАЛИЗ МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ РИТМИЧЕСКИХ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПРОЦЕДУР

А.В. Кипенский\*, Б.М. Горкунов\*\*, В.В. Куличенко\*, Р.С. Томашевский\*, Е.И. Король\*,  
Е.Ю. Демидова\*

Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»

\*кафедра «Промышленная и биомедицинская электроника»,

лаборатория биомедицинской электроники

\*\*кафедра «Приборы и методы неразрушающего контроля»

НТУ «ХПИ», ул. Фрунзе 21, г. Харьков, 61002, Украина

Тел.: (057) 707-69-37, 707-62-37, E-mail: lexh\_kv@mail.ru

**Annotation** – The paper presents a comparative analysis of different methods for measuring rhythmic physiological parameters of human. In the analysis focused on the methods of speed in responding to changes in the frequency of the input signal.

**Key words** – physiological parameters, frequency, methods of measurement, diagnostic device, veracity.

### ВВЕДЕНИЕ

Физиологическими показателями принято называть некоторые переменные, изменяющиеся во времени и характеризующие физиологические процессы в организме [1]. Обычно к физиологическим показателям относят рост, массу и температуру тела, электрическую активность органов и тканей, артериальное давление, объемы и потоки крови, частоту сердечных сокращений, пульса и тоны сердца, объемы и потоки вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, частоту дыхания [2]. Измерения физиологических показателей необходимо не только при постановке диагноза, но и в процессе лечения, а в последнее время и в ходе проведения физиотерапевтических процедур. В любом случае результаты измерения сравниваются с так называемыми нормальными значениями, полученными при измерении тех же показателей у большого числа здоровых людей.

Измерения физиологических показателей в процессе физиотерапевтического воздействия обусловлены необходимостью оценки эффективности такого воздействия вообще и правильности подбора его параметров для конкретного пациента. Поскольку такие физиологические показатели как рост, масса и температура тела изменяются во времени достаточно медленно,

они не могут быть использованы для контроля за изменением состояния человека в ходе физиотерапевтических процедур. Такие показатели как частота сердечных сокращений и частота дыхания, артериальное давление, биоэлектрические сигналы изменяются во времени достаточно быстро и вполне могут быть использованы для контроля за изменением состояния и самочувствия пациента в процессе физиотерапевтического воздействия.

Среди быстроменяющихся физиологических показателей наиболее целесообразно для контроля за изменением состояния человека использовать те, измерение которых может быть легко выполнено неинвазивными методами. К числу таких показателей обычно относят частоту пульса (ЧП) и частоту дыхания (ЧД). Для того чтобы физиологический показатель был диагностически полезным, его следует измерять в течение определенного временного интервала. Это необходимо для исключения влияния на результаты измерений собственных колебаний значений физиологических показателей, являющихся нормой для жизнедеятельности человеческого организма. Например, измерение ЧП принято проводить в течение временного интервала не менее 10 с или в течение 10 циклов сердечных сокращений [3].

Аналогичные рекомендации есть и для измерения ЧД [4].

При измерении частоты ритмических процессов в организме человека обычно тот или иной физиологический показатель, представленный периодическим изменением некоторой физической величины, с помощью системы съема информации преобразуют в последовательность прямоугольных импульсов с информационным показателем – частота [5]. Устройства для преобразования частотно-временных параметров импульсной последовательности в цифровой код принято называть импульсно-цифровыми преобразователями (ИЦП), а процесс преобразования частоты следования импульсов в цифровой код, соответствующий ее среднему значению, может осуществляться несколькими методами.

Цель данной работы состоит в том, чтобы проанализировав различные методы измерения ритмических процессов в организме человека, выбрать такой метод, который бы при реализации цифрового прибора, позволил измерять средние значения ЧП и ЧД и представлять результаты измерений один раз в секунду, что соответствует условиям технического задания на разработку диагностического прибора.

### КЛАССИЧЕСКИЙ МЕТОД ИНТЕРВАЛЬНОГО ПОДСЧЕТА

Наиболее часто для измерения среднего значения частоты сигнала использу-

ется классический метод интервального подсчета (КМИП). Этот метод состоит в том, что в течение строго определенного временного интервала длительностью  $\tau_1$  осуществляют подсчет входных импульсов  $u_{BX}$ , следующих с некоторым периодом  $T_{II}$  (см. рис. 1, а) [6]. При этом количество  $N_I$  подсчитанных входных импульсов будет пропорционально среднему значению частоты  $f_{II}$  их следования

$$N_I = \tau_1 / T_{II} = \tau_1 \cdot f_{II}.$$

Число  $F_{II}$ , соответствующее среднему значению частоты входных импульсов, в этом случае (ЧП и ЧД измеряются в  $\text{мин}^{-1}$ ) может быть получено с использованием выражения

$$F_{II} = N_I \cdot 60 / \tau_1.$$

Таким образом, КМИП, при заданном значении  $\tau_1$ , действительно позволяет получить среднее значение частоты физиологического показателя, необходимое для решения поставленной задачи.

Анализ возможности КМИП по решению второй задачи технического задания (представление информации о результатах измерений с периодом в одну секунду) осуществлялся путем компьютерного моделирования процессов в ИЦП при скачкообразном изменении частоты входного сигнала на одном из интервалов преобразования. Результаты этого моделирования приведены на рис. 1, б, в.

Если изменений периода следования импульсов  $T_{II}$  не происходит или они

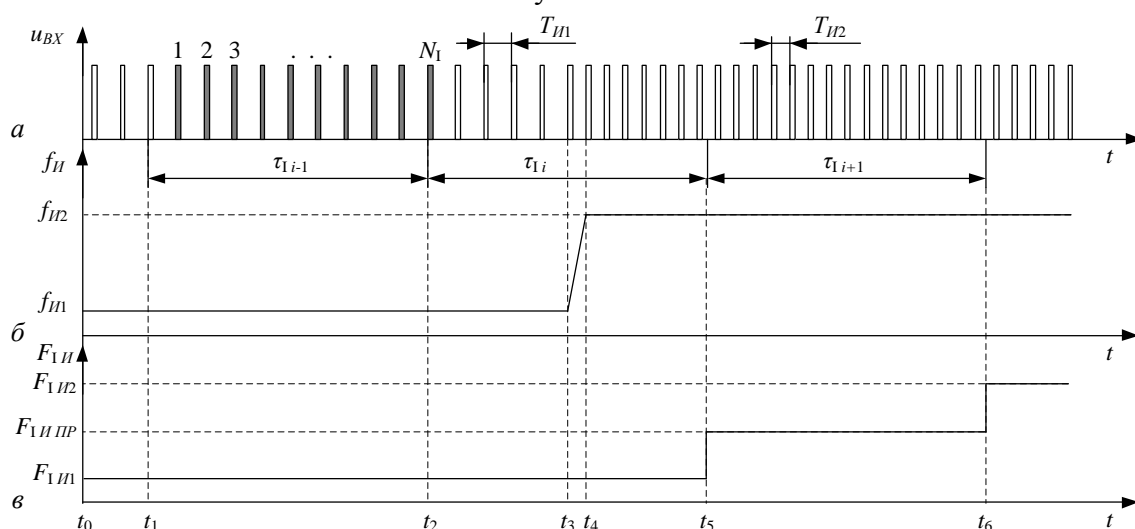


Рис. 1.

происходят достаточно медленно, то представление информации о частоте  $f_{И1} = 1/T_{И1}$  на некотором интервале преобразований  $\tau_{1i-1}$ , может осуществляться с заданной периодичностью путем повторения результатов, полученных на предыдущем интервале преобразований. Погрешность результатов измерений в этом случае увеличится несущественно [7]. Если же на интервале преобразований, например  $\tau_{1i}$ , произошло изменение частоты следования импульсов от значения  $f_{И1} = 60 \text{ мин}^{-1}$  до значения  $f_{И2} = 90 \text{ мин}^{-1}$  (рис. 1, б, на временном интервале  $t_3-t_4$ ), то эти изменения в результате измерений скажутся только по окончании временного интервала  $\tau_{1i}$  (рис. 1, в, момент времени  $t_5$ ), что не удовлетворяет условиям технического задания. При этом полученный промежуточный результат  $F_{И1ПР}$  еще не будет соответствовать новому значению частоты  $f_{И2}$ . Фактическому значению частоты  $f_{И2}$  (в пределах погрешности преобразований) будет соответствовать число  $F_{И12}$ , полученное только по истечении следующего временного интервала преобразований  $\tau_{1i+1}$  (рис. 1, в, момент времени  $t_6$ ). Таким образом, при использовании КМИП временной интервал  $\tau_{1P} = t_6 - t_4$  полной реакции ИЦП на изменение частоты следования импульсов составит

$$\tau_1 \leq \tau_{1P} < 2 \cdot \tau_1.$$

Если интервал преобразований задан равным  $\tau_1 = 10 \text{ с}$ , например, для измерения

ЧП, то при любых начальных и конечных значениях частоты при ее скачкообразном изменении, продолжительность  $\tau_{1P}$  полной реакции ИЦП составит от 10 до 20 с.

### МОДИФИЦИРОВАННЫЙ МЕТОД ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОГО СЧЕТА

В нынешних условиях широкого использования вычислительной техники для решения различных, в том числе, и медицинских диагностических задач, достаточно часто стал использоваться модифицированный метод последовательного счета (ММПС). Он заключается в том, что подсчет тактовых импульсов, следующих с постоянным, строго определенным периодом  $T_{ИТИ} = 1/f_{ИТИ}$ , осуществляют в течение временного интервала, точно соответствующего заданному количеству  $M$  периодов  $T_{И}$  входного сигнала  $u_{ВХ}$  (см. рис. 2, а) [8]. Количество  $N_{И}$  подсчитанных при этом тактовых импульсов будет пропорционально среднему значению периода следования входных импульсов

$$N_{И} = M \cdot T_{И} / T_{ИТИ} = M \cdot T_{И} \cdot f_{ИТИ}.$$

Для получения числа  $F_{ИИ}$ , соответствующего среднему значению частоты входных импульсов, измеряемой в  $\text{мин}^{-1}$ , может быть использовано выражение

$$F_{ИИ} = 60 \cdot M \cdot f_{ИТИ}.$$

Как видно, модифицированный метод позволяет получить среднее значение частоты физиологического показателя на

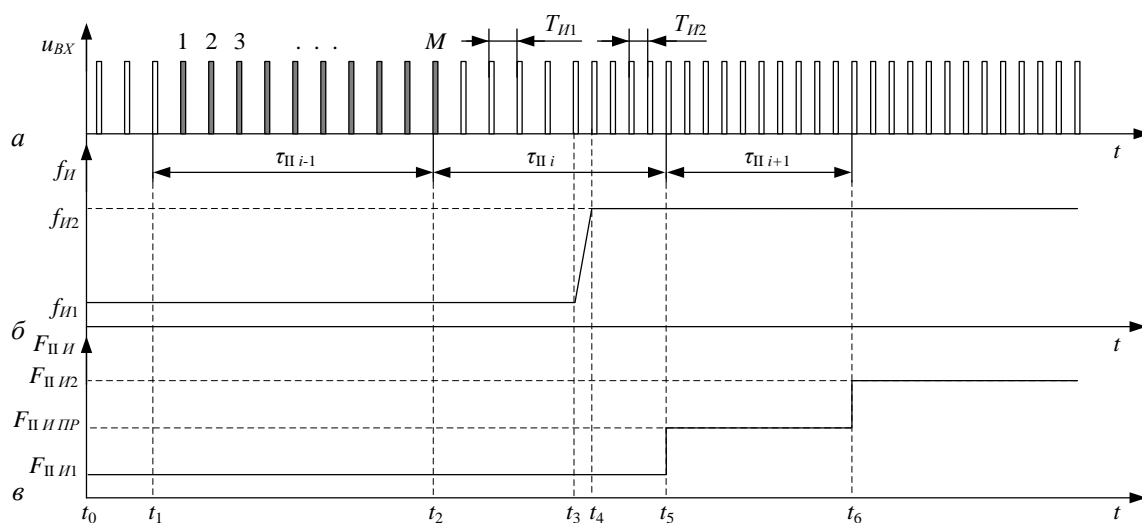


Рис. 2.

некотором интервале  $\tau_{II} = MT_{II}$ . Его использование при неизменности периода следования входных импульсов или при его незначительном изменении, может обеспечивать и представление информации о результатах измерения частоты с заданной периодичностью путем повторения результатов, полученных на предыдущем интервале преобразований.

Результаты компьютерного моделирования по определению возможности ИЦП с ММПС реагировать на скачкообразное изменение частоты входного сигнала приведены на рис. 2, б, в. Здесь, в качестве примера, для скачкообразного изменения частоты входного сигнала от значения  $f_{I1}$  до значения  $f_{I2}$  выбран интервал преобразований  $\tau_{IIi}$  (рис. 2, б, на временном интервале  $t_3$ - $t_4$ ). Как видно из рисунка, реакция ИЦП на изменение частоты входного сигнала скажется только в конце этого интервала преобразования (рис. 2, момент времени  $t_5$ ). При этом число  $F_{IIIP}$ , полученное в результате этого преобразования, не будет соответствовать значению частоты  $f_{I2}$ . Соответствие числа  $F_{II2}$  фактическому значению частоты  $f_{I2}$  будет достигнуто только в конце временного интервала преобразований  $\tau_{II+1}$  (рис. 2, в, момент времени  $t_6$ ).

Таким образом, при использовании ММПС временной интервал  $\tau_{IIP}$  полной реакции ИЦП на скачкообразное изменение частоты следования импульсов составит

$$MT_{II} \leq \tau_{IIP} \leq 2MT_{II}.$$

При заданном  $M = 10$  и скачкообразном изменении частоты входного сигнала от 60 до 90  $\text{мин}^{-1}$   $\tau_{IIP}$  составляет от 6,67 до 16,67 с. Полученный результат, однако, не позволяет утверждать, что скорость реакции у ИЦП с ММПС на скачек изменения частоты входного сигнала выше чем у ИЦП с КМИП, поскольку длительность  $\tau_{IIP}$  напрямую зависит от значений частоты до и после ее скачкообразного изменения.

Таким образом, и ММПС не удовлетворяет условиям технического задания по обеспечению заданной периодичности представления информации о результатах измерений физиологического показателя.

## МЕТОД «СКОЛЬЗЯЩЕГО СРЕДНЕГО»

Кроме рассмотренных и ставших уже традиционными, методов, для измерения среднего значения частоты следования импульсов может быть использован так называемый метод «скользящего среднего» (МСС) [9]. Суть этого метода состоит в том, что первоначально измеряются текущие значения каждого из  $M$  периодов входного сигнала, а результаты измерений последовательно сохраняются в ячейках памяти от значения  $T_{II,1}$  до значения  $T_{II,M}$  (см. рис. 3, а). После этого, тем или иным образом, вычисляется среднее значение периода на интервале  $\tau_{IIIi}$ , содержащим  $M$  периодов. Затем в первую ячейку памяти вместо значения периода  $T_{II,1}$  записывается измеренное значение периода  $T_{II,M+1}$  и производится вычисление нового среднего значения периода на интервале  $\tau_{IIIi+1}$ . Далее процессы повторяются: каждое новое измеренное значение периода записывается в память вместо значения, измеренного  $M$  периодов назад.

Для преобразования текущего значения периода следования входных импульсов в цифровой код наиболее целесообразно использовать классический метод последовательного счета [10]. Этот метод состоит в том, что в течение периода  $T_{II}$  следования входных импульсов  $u_{BX}$  осуществляют подсчет тактовых импульсов, следующих с постоянным, строго определенным периодом  $T_{III TI} = 1/f_{III TI}$  [6]. Количество  $N_{III}$  подсчитанных при этом тактовых импульсов будет пропорционально текущему значению периода следования входных импульсов

$$N_{III} = T_{II}/T_{III TI} = T_{II} \cdot f_{III TI}.$$

Вычисление среднего значения периода при использовании МСС для его измерения возможно несколькими различными вариантами. При использовании первого варианта, называемого «простым скользящим» (ПС), среднее значение периода определяется по выражению

$$T_{III}^{ПС} = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M T_{III j},$$

где  $T_{III j}$  – текущее значение  $j$ -го периода входного сигнала, измеренное в пределах интервала усреднения.


$$F_{\text{ШИ}}^{\text{ПС}} = \frac{60}{T_{\text{ШИ}}^{\text{ПС}}}.$$
$$T_{III}^{BC} = \frac{2}{M(M+1)} \sum_{j=1}^M j T_{IIIj}.$$

В качестве третьего варианта был рас-

$$T_{\text{III}Hi}^{\text{ABC}} = \frac{2}{M+1} T_{\text{III}Hi} + \left( \frac{M-1}{M+1} \right) T_{\text{III}Hi-1}^{\text{ABC}},$$

Для анализа быстродействия рассмотренного метода, было проведено компьютерное моделирование процессов в ИЦП с

МСС при скачкообразном изменении частоты входного сигнала от значения  $f_{I1} = 60 \text{ мин}^{-1}$  до значения  $f_{I2} = 90 \text{ мин}^{-1}$  (рис. 3, б, на временном интервале  $t_1-t_2$ ) и различных вариантах вычисления среднего значения периода. Результаты моделирования приведены соответственно на рис. 3: в – для варианта ПС, г – для варианта ВС и д – для ЭВС.

Из рисунка видно, что реакция ИЦП проявится уже после первого измененного периода входного сигнала при любом варианте расчета. В первых двух случаях результаты определений  $F_{III/I2}$  будут соответствовать истинным значениям частоты входного сигнала  $f_{I2}$  уже в момент времени  $t_6$ , т.е. продолжительность временного интервала полной реакции ИЦП составит  $M$  периодов входного сигнала. Наибольшее значение имеет временной интервал полной реакции ИЦП при определении среднего значения по третьему варианту – ЭВС. Здесь началом соответствия результатов измерений фактическому значению частоты входного сигнала, можно условно считать момент  $t_7$ , начиная с которого разница между фактическим значением и результатом измерений не будет превышать 1 %.

Если по аналогии с импульсными и цифровыми устройствами [11] ввести понятие активной длительности фронта (среза) для выходного сигнала ИЦП и считать, что результаты измерений достигли фактического значения уже при  $0,9f_{I2}$ , то становится совершенно очевидным, что быстроедействие ИЦП с вычислениями по варианту ВС оказывается выше (момент времени  $t_4$  по сравнению с моментом  $t_5$  на рис. 3, в и г). Дополнительного сокращения временного интервала полной реакции при этом можно достичь путем изменения порядка выбора начального члена и шага при выборе весовых коэффициентов для текущих значений периода.

Таким образом, для решения поставленной задачи наиболее целесообразно использовать метод «скользящего среднего», а среднее значение частоты того или

иного физиологического показателя вычислять по варианту «взвешенного скользящего».

### ДИАГНОСТИЧЕСКИЙ ПРИБОР ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ РИТМИЧЕСКИХ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ

Разработанный диагностический прибор (рис. 4) позволяет измерять ЧП и ЧД во время проведения практически любых физиотерапевтических процедур.



Рис. 4.

Прибор функционирует в двух режимах:

- режим «ЗАВДАННЯ» – задание граничных значений допустимых диапазонов для измеряемых физиологических показателей (для каждого пациента индивидуально);
- режим «ВИМІРЮВАННЯ» – измерение средних значений физиологических показателей.

Для измерений частоты пульса в приборе предусмотрено два оптических датчика, работающих на просвет (один из них для фиксации на пальце верхней конечности, а другой – на пальце нижней). В качестве источника излучения в датчиках применяются инфракрасные (ИК) светодиоды, а в качестве приемников – ИК фотодиоды. При колебаниях кровенаполнения сосудов изменяется их проникающая способность для электромагнитного излучения ИК диапазона от светодиодов к фотодиодам. Это в свою очередь приводит к возникновению пульсаций тока через фотодиоды.

Для измерения частоты дыхания используется датчик, фиксирующий разницу температур вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, которая составляет 4-5 °С. В качестве чувствительных элементов в датчике используются малоинерционные терморезисторы. При выдохе на терморезисторы попадает поток воздуха, они нагреваются, что приводит к изменению их сопротивления, а, следовательно, и к изменению падения напряжения на них.

В соответствии с техническим заданием на разработку прибора, в нем предусмотрена возможность отображать на индикаторах информацию об измеренных значениях ЧП и ЧД один раз в секунду. Для обеспечения достоверности этой информации был использован метод «скользящего среднего».

В приборе предусмотрен блок преобразования интерфейсов RS232/USB, позволяющий передавать информацию об измеренных значениях физиологических показателей на ПЭВМ.

Дополнительным свойством прибора является возможность формировать для физиотерапевтических аппаратов сигналы, синхронные с пульсом и дыханием, что позволяет обеспечивать режим биосинхронизации физиотерапевтического воздействия.

Для обеспечения электробезопасности пациента и обслуживающего персонала каналы связи прибора с ПЭВМ и физиотерапевтическим аппаратом имеют блоки оптогальванической развязки.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ различных методов измерения средних значений физиологических показателей человека, имеющих ритмический характер, показал, что наиболее быстродействующим является метод «скользящего среднего».

Использование метода «скользящего среднего» в диагностическом приборе

позволило удовлетворить условия технического задания по периодичности представления результатов измерения физиологических показателей.

Технические испытания и медицинская апробация диагностического прибора показали его работоспособность, функциональность и надежность, достоверность результатов измерений, удобство эксплуатации в условиях клиники.

[1] Физиология человека: Учебник / В двух томах. Т. I / Под ред. В.М. Покровского, Г.Ф. Коротько. – М.: Медицина, 1998. – 448 с.

[2] Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения / Л. Кромвелл, М. Ардитти, Ф. Вейбелл и др. Под ред. Р.И. Утямышева. – М.: Радио и связь, 1981. – 344 с.

[3] Остроухов В.Д. Конспект лекций по курсу «Теория, расчет и проектирование биотехнических аппаратов и систем». Часть I. «Аппаратура для функциональной диагностики». – Харьков: ХИРЭ, 1993. – 132 с.

[4] Шурыгин И. А. Мониторинг дыхания в анестезиологии и интенсивной терапии. – СПб.: «Издательство «Диалект», 2003. – 416 с.

[5] Кипенский А.В. Импульсно-цифровые и цифро-импульсные преобразователи: учеб. пособие. – Харьков: НТУ «ХПИ», 2000. – 132 с.

[6] Гитис Э.И., Пискулов Е.А. Аналого-цифровые преобразователи. – М.: Энергоиздат, 1981. – 360 с.

[7] Горкунов Б.М. Точностные характеристики электромагнитного датчика для систем управления и контроля // Украинский метрологический журнал. – Харьков: ХЦСМС, 2007. – № 3. – С. 19-23.

[8] Новиков Ю.В., Калашников О.А., Гуляев С.Э. Разработка устройств сопряжения для персонального компьютера. – М.: ЭКОМ, 2002. – 224 с.

[9] Грешилов А.А., Стакун В.А., Стакун А.А. Математические методы построения прогнозов. – М.: Радио и связь, 1997. – 112 с.

[10] Сопоставление различных методов преобразования длительности импульса в цифровой код / А.В. Кипенский, В.И. Рябенский, С.Г. Сергеев, К.В. Прокопенко // Сб. науч. тр. Харьковского политехнического университета «Информационные технологии: наука, техника, технология, образование, здоровье». – Харьков: ХГПУ, 1998. – Вып. 6. – Ч. 2. – С. 266-275.

[11] Ицхоки Я.С., Овчинников Н.И. Импульсные и цифровые устройства. – М.: Советское радио, 1972. – 592 с.